

BEST AVAILABLE COPY

①日本国特許庁(JP)

②特許出願公開

③公開特許公報(A) 昭61-155846

④Int.Cl.

G 01 N 24/02
A 61 B 10/00

登録記号

庁内整理番号

7621-2G
7033-4C

⑤公開 昭和61年(1986)7月15日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑥発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

⑦特 願 昭59-274617

⑧出 願 昭59(1984)12月28日

⑨発明者 日野 正章 大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

⑩出願人 株式会社東芝 川崎市幸区堀川町72番地

⑪代理人 弁理士 鈴江 武彦 外2名

明細書

1. 発明の名称

磁気共鳴イメージング装置

2. 特許請求の範囲

(1) 一組静磁場中に被検体を配置すると共に
横断面像を変更し且つ自己回転速度を印加して上
記被検体の予定断面部分に磁気共鳴現象を生じ
せしめ、該起された磁気共鳴信号を検出する磁気
共鳴イメージング装置本体と、この本体部に前
記信号を与えると共に上記検出されたMR信号に
基づき被検体の上記予定断面部分の被検組織を削
て断面再構成を施すことにより、上記被検体の断
面におけるばら特定の原子核のスピント反转分布、
及び相位反转分布の少なくとも一方の反转され
た断面情報を生成する制御・信号処理部とを有し、
上記本体部と上記制御・信号処理部との間の信号
授受を光伝送系を用いて行なうことを特徴とする
磁気共鳴イメージング装置。

(2) 光伝送系は、伝送すべき信号のパラレル
ノシリアル変換又はシリアル/パラレル変換を上

記本体部の遮光モードに対応して起動・停止する
手段を具備したことを特徴とする特許請求の範囲
第(1)項記載の磁気共鳴イメージング装置。

3. 発明の詳細な説明

(発明の技術分野)

本発明は、磁気共鳴装置(以下MR装置と称す
る)を利用して被検体の断面画像情報を得る磁気
共鳴イメージング装置(以下MRI装置と略称す
る)に属り、特に、本体部と制御・信号処理部と
との間の信号伝送系を改良することにより計算機
の向上を図るようとしたMRI装置に関する。

(発明の技術的背景とその問題点)

MRI装置は、コイル部、送受信部を備えた光
学及び電気部を収容する筐体部からなる本は部と、
この本体部に各種制御信号を与えると共に検出さ
れたMR信号に基づき被検体の断面画像を生成する
制御・信号処理部等とから構成構成されて
いる。

上記コイル部は、超導発生コイル、成形磁場
発生コイル等からなり、このコイル部は送受信部

(発明の名称)

モードアローハッド このに複数体を組むように盤台に天て受けられている。そして、各組み合生コイルにより発生された一組の組合中に、盤台が反応して被体を配置し、組合生コイルにより発生させた組合盤月を上記一組の組合中に配置し、且つアローハッドにより組合盤月を組合して、上記被体の予定断面部分に組合共用現象を生じせしめ、発生されたMRG月をアローハッドにより検出するようにしている。

この検出されたMRG月は、前回・當月組合部に取込まれ、このMRG月に組み上記被体の予定断面部分の組合現象を用いて組合再構成を施すことにより、上記被体の断面部分における最も特定の原子核のスピン区分を、及び組合部を区分する少なくとも一方の反映された面積現象を生成するようしている。また、この前回・當月組合部では、上記本体との間にコイル組合部、盤台組合部等の各組合部月を検出すると共に、アローハッドの送受信月、送受カメラからの信号をも検出するようにしている。

(発明の概要)

かかる目的を達成するために本発明によるMRG月では、一組の組合中に被体を配置すると共に組合現象を反応し且つ組合部を組合して上記被体の予定断面部分に組合共用現象を生じせしめ、発生された組合共用現象月を検出する組合共用イメージング装置本体部と、この本体部に前回月を与えると共に上記検出されたMRG月に組み上記被体の上記予定断面部分の組合現象を用いて組合再構成を施すことにより、上記被体の断面部分における最も特定の原子核のスピン区分を、及び組合部を区分する少なくとも一方の反映された面積現象を生成する前回・當月組合部とを有し、上記本体部と上記前回・當月組合部との間の各月検査を光伝送系を用いて行なうことを特徴とする。

(発明の実施例)

以下本発明によるMRG月を第1図に示す実施例に従い説明する。

第1図において、1はコイル部、2は鏡部を備

(実用新案)

上記MRG月において、アローハッドにより検出されるMRG月は複数であり、且つ複数である。そして、このMRG月の検出精度が最終的に用いられる組合の精度を決定する。

更って、上記MRG月がノイズに対して影響を受けないように、本体部が遮蔽される箇所には電磁シールドを施したり、また、上記前回月、当月組合部からの信号も含めアローハッドの送受信月の組合伝送系を内側ケーブルにより構成し、伝送中にかかる電磁干渉現象を低減するようにしていた。しかしながら、内側ケーブルによる組合伝送系では、組合共用現象を生成できる程度に検出することは不可能であり、その改善が望まれていた。(発明の目的)

本発明は上記事項においてなされたもので、その目的とするところは、本体部と前回・當月組合部との間に組合伝送系を改良することにより計算精度の向上を可能としたMRG月を提供することにある。

えた盤台及び被体を組合する盤台部からなる本体部である。

2はこの本体部1に各組合部月を与えると共に検出されたMRG月に組み被体の断面部分の組合現象を生成する前回・當月組合部(コンピュータシステム)である。

3は本体部インターフェイス3Aと、前回・當月組合部インターフェイス(1/F)3Bと、これら両インターフェイス3A、3Bにより生成された光出力を伝送する光ファイバケーブル3Cからなる光伝送系である。

本体部1のコイル部は、組合部発生コイル、組合部発生コイル等からなり、このコイル部は組合部をもつアローハッドと共に被体を組むように天て受けられている。そして、組合部発生コイルにより発生させた組合盤月を上記一組の組合部に配置し、且つアローハッドにより組合部を組合して、上記被体の予定断面部分

に初期共鳴周波を生じ、共振されたMR信号をプローブヘッドにより検出するようにしている。

前回・这次処理部（コンピュータシステム）2では、本体部1より検出されたMR信号を光伝送系3を介して取り込み、このMR信号にまず上記被検体の子午面回転角情報を用いて垂直共振周波を算出することにより、上記被検体の断面図における異なる特定の電子のスピニング度分布を、及び垂直共振周波の少なくとも一方の反映された垂直共振周波を生成するようにしている。また、この前回・这次処理部（コンピュータシステム）2では、本体部1との間でコイル駆動回路、複合駆動回路等の各部は前回信号を光伝送系3を介して検受すると共に、プローブヘッドの送受信信号、反射カメラからの信号等も検受するようにしている。

光伝送系3の前回・这次処理部インターフェイス（I/F）3Bでは、各種制御信号、プローブヘッドの送受信信号、反射カメラからの信号等を、光伝送系に反映（E/O実装）すると共に伝送信号

の向上を目的にパラレルデータをシリアルデータに変換している。

この前回・这次処理部インターフェイス（I/F）3Bで生成された上記シリアルデータは、光ファイバケーブル3C1にて本体部インターフェイス3Aに光伝送される。また、前回・这次処理部インターフェイス（I/F）3Bでは、パラレル／シリアル実装に用いた前回クロック信号も光伝送に反映（E/O実装）すると共に伝送信号の向上を図るためにパラレルデータをシリアルデータに変換し、光ファイバケーブル3C2にて本体部インターフェイス3Aに光伝送される。

本体部インターフェイス3Aは、光ファイバケーブル3C1からの光信号のシリアルデータを電気信号のシリアルデータに反映するO/E実装回路（O/E-C）3A1、このO/E実装回路（O/E-C）3A1からの電気信号のシリアルデータをパラレルデータに反映するパラレル／シリアル実装回路（S/P-C）3A2、このパラレル／シリアル実装回路（S/P-C）3A2に

反映制御信号を与えるコントローラ3A3、パラレル／シリアル実装回路（S/P-C）3A2及びコントローラ3A3に前回クロック信号を与える反射回路（O.S.C）3A4から構成されている。

ここで、反射回路（O.S.C）3A4は前回は第2回のように構成されている。第2回に示す反射回路は、 NAND素子G1,G2；抵抗R、水晶振動子CR、コンデンサC1,C2が図示の如く接続されて構成され、入力信号INにより水晶振動子CRからの出力信号OUTを制御可能とし、反射回路の反射出力を、外部から与えられる信号、即ち、前回・这次処理部インターフェイス（I/F）3Bからの制御クロック信号より、所定の時間に起動・停止可能としている。

尚、反射回路（O.S.C）3A4は光伝送系の前回クロック信号を反射信号にすると共にシリアルデータをパラレルデータに反映する機能を有しており、第2回の入力信号INとしては、反射回路の上記制御クロック信号が与えられるものである。

コントローラ3A3では、ROM（Read Only Memory）等を用いたマイクロ・シーケンスにより、反射回路（O.S.C）3A4の出力を受けけると同時に上記マイクロ・シーケンスを起動して、データ形式を変更するようになっている。

第3回はコントローラ3A3による3ビットのシリアルデータ伝送の一例を示すものである。即ち、第3回（a）に示すクロックコントロール信号により、第3回（b）のクロック信号は反射する。このクロック信号によりマイクロ・シーケンスが起動し、各自回の制御を行なう。この第3回ではクロック信号が既に反射状態であるのでデータは入力されパラレルデータに反映される。

この回、第3回（c）（d）に示すようにL+HレベルのスタートビットSの検出によりコントローラ3A4に反映のタイミングを検出し、第3回（d）に示すようにL+HレベルのスタートビットSにおいて3ビットのデータ01,02,03を伝送するようになっている。このような手順が重複することにより、クロックモビリティに停止・反射さ

せても安定にデータは可視となる。

次に上記のごとく構成された本発明の作用について説明する。

即ち、本体部1と制御・信号処理部（コンピュータシステム）2との間の信号受送を光伝送系3で行なっているので、信号伝送に伴って音質を出したり、受けたりすることがない。また、データのシリアル／パラレル変換、パラレル／シリアル変換におけるクロックを任意に停止・起動させても安定したデータ伝送が可能であるので、MR信号の収集中、本体部1の電源遮断中に応じてデータ伝送の起動・停止が可能となり、データ伝送の効率化が図られると共に制御クロックによる雑音の影響も無視できる程度に低減される。

従って、プローブヘッドにより検出された波形、且つ波形であるMR信号は音質を失うことなく制御・信号処理部（コンピュータシステム）2に伝送され、この高精度のMR信号により最終的に得られる情報は高精度化することができる。また、この低精度化の実現により、従来、両端ケーブル

本発明は上記図示し且つ記載した実施例に限定されるものではなく、本発明の長所を活用しない範囲で個々実現して実現できるものである。

（発明の効果）

以上述べたように本発明によれば、一端評価端子に記録体を配置すると共に検査回路を設置し且つ動作回路を追加して上記被検体の予定断面両部分に超音共鳴現象を生じせしめ、記録された超音共鳴信号を検出する超音共鳴イメージング装置本体部と、この本体部に記録信号を与えると共に上記検出されたMR信号に基づき上記被検体の上記予定断面の投影情報を得て画像再構成を算すことにより、上記被検体の断面図における既定の電子線のスピン歪度分布、及び紙面固定位置の少なくとも一万の反映された面積情報を生成する制御・信号処理部との間の信号受送を光伝送系を用いて行なうようにしたので、計測精度が向上したMR画像が提供できる。

4. 図面の簡単な説明

を用いて、上に述べたシールド等が容積でき、コスト低減が可能となる。

また、光伝送系3により本体部1と制御・信号処理部（コンピュータシステム）2とを接続しているので、本体部1と制御・信号処理部（コンピュータシステム）2とは完全に絶縁化が施されることになる。従って、本体部1と制御・信号処理部（コンピュータシステム）2とは完全に分離した距離が可能となり、長所の安定制作が可能である。

さらに、光伝送系3を用いていることから、長距離伝送が可能となり、本体部1と制御・信号処理部（コンピュータシステム）2と間の距離制限は適用され、複数の装置条件を伝送することができる。

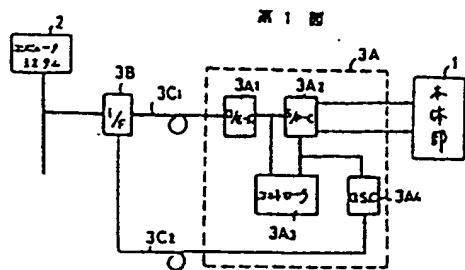
また、検出されるMR信号は、5000ガウスの場合、約26.6MHzであるので、受光素子としてはLEDを用いることが可能で、受光素子としてはSI PIN PDを用いることが可能で、经济的である。

第1図は本発明にかかるMR I装置の一大概要を示すブロック図、第2図は両実施例における反射回路の詳細な回路図、第3図は両実施例におけるデータ伝送の一例を説明するためのタイミング図である。

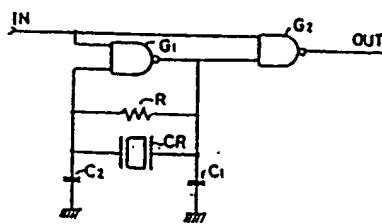
1… 本体部、2… 制御・信号処理部（コンピュータシステム）、3… 光伝送系、3A… 本体部インターフェイス、3B… EMM・GMM部インターフェイス（I/F）、3C1、3C2… 光ファイバケーブル、3A1… O/E変換回路（O/E-C）、3A2… パラレル／シリアル変換回路（S/P-C）、3A3… コントローラ、3A4… 反射回路（R.S.C）；

出版代理人 岸尾士 静江武雄

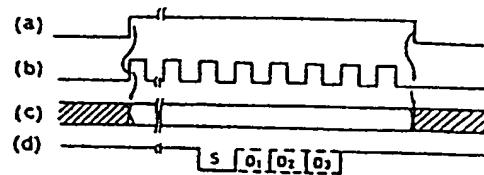
特開昭61-155846 (5)



第2図



第3図



Title of the Invention

Magnetic Resonance Imaging Apparatus

Claims

- (1) A magnetic resonance imaging apparatus which comprises:
a magnetic resonance imaging apparatus main part which functions to place an object within a uniform static magnetic field while superimposing an inclined magnetic field, to apply an exciting rotational magnetic field to the object thereby to cause the magnetic resonance phenomenon at a predetermined sectional plane of said object, and to detect the induced magnetic resonance (MR) signal; and
a control-signal processing part which supplies a control signal to said main part, obtaining projection information on said predetermined sectional plane of said object on the basis of said MR signal, and applying the re-composition process on the obtained projection information so as to obtain image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of said object, and which apparatus is characterized in that:
the signal transfer between said main part and said control-signal processing part is performed by means of an optical transmission system.
- (2) A magnetic resonance imaging apparatus according to claim 1, in which said optical transmission system including:
means for starting and stopping the conversion of signals to be transmitted from parallel to serial or from serial to parallel in accordance with operating mode of said main part.

Detailed Description of the Invention

Field of the Invention

The present invention relates to a magnetic resonance imaging (MRI) apparatus which obtains cross-sectional image information of an

object by magnetic resonance phenomenon (MR phenomenon), and especially to an MRI apparatus which has high accuracy in measuring because of an improvement of a signal transmission system between a main part and a control-signal processing part.

Description of the Background Technology and Problems Therein

An MRI apparatus is comprised of a main part which consists of a coil part, a frame mounting a transmission part and a base to carry thereon an object, and a control-signal processing part which supplies various control signals to the main part and generates image information of cross-sectional plane of the object on the basis of detected MR signals.

The coil part consists of a static magnetic field generating coil and an inclined magnetic field generating coil, etc. This coil part is mounted on the frame with a probe head in such a manner as to surrounding the object. The probe head constitutes a part of the transmission part.

In a uniform and static magnetic field generated by the static magnetic field generating coil, the object is loaded by driving the base. The inclined magnetic field generated by the inclined magnetic field generating coil is superimposed on the uniform and static magnetic field and an exciting rotational magnetic field by the probe head is applied thereto. The magnetic resonance phenomenon is given rise to by these magnetic fields at a predetermined sectional plane of the object. The induced magnetic resonance (MR) signals are detected by the probe head.

The control-signal processing part receives the detected MR signals, produces information about the projection on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the detected MR signals and applies the re-composition process thereto. As a consequence, the control-signal processing part produces image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object. The control-signal processing part transmits and receives various control

signals, such as a control signal for energizing the coils and a drive signal for the base, as well as signals transmitted or received by the probe head and a signal issued from a monitor camera.

Problem of Background Technology

In the above-mentioned MRI apparatus, the MR signals detected from the probe head are too low in intensity and delicate. Accuracy in the detecting the MR signals decides accuracy of the final information.

In order to protect the detected MR signals from noises, a room installed with the main part was shielded against electromagnetic waves and otherwise the signal transmission system transmitting the various control signals and the signals from the monitor camera and the probe head was constituted by a coaxial cable, thereby to reduce the noises caused by the electromagnetic induction occurring within the transmission. However, it was impossible to reduce the noises caused by electromagnetic induction to a negligible extent and therefore an improvement has been desired.

Object of the invention

It is an object of the invention to provide an MRI system which has a high measuring accuracy because of an improvement in a transmission system between a main part and a control-signal processing part.

Summary of the invention

A MRI apparatus according to the present invention comprises a magnetic resonance imaging apparatus main part which functions to place an object within a uniform static magnetic field while superimposing an inclined magnetic field, to apply an exciting rotational magnetic field to the object thereby to cause the magnetic resonance phenomenon at a predetermined sectional plane of the object, and to detect the induced magnetic resonance (MR) signal, and a control-signal processing part

which supplies a control signal to the main part, obtaining projection information on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the MR signal, and applying the re-composition process on the obtained projection information so as to obtain image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object, which

apparatus is characterized in that the signal transfer between the main part and the control-signal processing part is performed by means of an optical transmission system.

Embodiment of Invention

In the followings, an MRI apparatus according to the present invention will be explained in accordance with an embodiment shown in Fig. 1.

In Fig. 1, a reference numeral 1 designates a main part consisting of a coil part, a frame mounting thereon a transmitting part and a base to carry an object.

A reference numeral 2 designates a control-signal processing part (computer system) which supplies various control signals to the main part 1 and generates image information on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the detected MR signal.

A reference numeral 3 designates an optical transmission system consisting of an interface 3A of the main part, an interface(I/F) 3B of the control-signal processing part and optical fiber cables 3C which transmit the optical signals generated from these two interfaces 3A and 3B.

The coil part of the main part 1 consists of a coil generating a uniform static magnetic field and a coil generating an inclined magnetic field, and these two coils are mounted on the frame together with a probe head in such a manner which surround the object. The object is placed within the uniform static magnetic field generated by the uniform static

magnetic field coil, by driving the base, while the magnetic field generated from the inclined magnetic field coil is superimposed on the uniform static magnetic field, and an exciting rotational magnetic field is applied thereto, thereby to cause the magnetic resonance phenomenon to appear by these magnetic fields at a predetermined sectional plane of the object, whereby the induced magnetic resonance (MR) signals is detected by the probe head.

The control-signal processing part 2 (computer system) receives the detected MR signals from the main part 1 through the optical transmission system 3 and obtains projection information on a predetermined sectional plane of the object, while applying thereto the re-composition process. In the above manner, the control-signal processing part 2 generates image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object. The control-signal processing part 2 (computer system) transmits and receives through the optical transmission system 3 the various signals such a coil energization control signal and the base control signal and so on, and transmits and receives the signals of the probe head and receives a signal from a monitor camera, etc.

The interface (I/F) 3B of the control-signal processing part in the optical transmission system 3 converts (E/O conversion) the various control signals, the transmit/receive signals of the probe head and the signals of the monitor camera to optical signals. This interface (I/F) 3B converts parallel data to serial data in order to enhance the transmission efficient.

The serial data generated in the interface (I/F) 3B of the control-signal processing part is optically transmitted to the main part interface 3A through the optical fiber 3C1. In the interface (I/F) 3B of the control-signal processing part, the control clock signals using parallel/serial conversion is converted (E/O conversion) to the optical signals, and in order to enhance

the transmission efficient parallel data is converted to serial data and is optically transmitted to the main part interface 3A through the optical fiber cable 3C2.

The main part interface 3A consists of an O/E conversion circuit (O/E-C) 3A1, a parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2, a controller 3A3 and an oscillator circuit (O.S.C) 3A4. The O/E conversion circuit (O/E-C) 3A1 converts optical serial data through the optical fiber cable 3C1 to electrical serial data. The parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2 converts the electrical serial data from the conversion circuit (O/E-C) 3A1 to parallel data. The controller 3A3 supplies conversion control signals to the parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2. The oscillator circuit (O.S.C) 3A4 supplies control clock signal to the parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2 and the controller 3A3.

An example of the oscillator circuit (O.S.C) 3A4 is shown in Fig. 2. The oscillator circuit in Fig. 2 consists of NAND gate G1,G2, a resistance R, a quartz-crystal oscillator CR, and condensers C1,C2. These elements are connected in such manners as shown. An input signal IN can control an output signal OUT from the quartz-crystal oscillator CR. It is possible to start or stop to output the signals from the oscillator circuit at a specific time by the control signal from the interface (I/F) 3B of the control signal processing part.

The oscillator circuit (O.S.C) 3A4 has the function of converting the optical control clock signal to the electric signal and of converting the serial data to the parallel data. In Fig. 2, the above electric control clock signals are supplied as the input signal IN.

A micro sequence using ROM (read only memory) and so on in the controller 3A3 starts at the same time the controller 3A3 receives the output of the oscillator circuit (O.S.C) 3A4, and the data format is managed.

Fig. 3 shows an example of serial data transmission of 3 bits data by means of the controller 3A3. The clock signal in Fig. 3(b) is oscillated by

the clock control signal in Fig. 3(a). The micro sequence starts when it receives the clock signal, thereby to control the respective circuits. In the Fig. 3, data is received and converted, because the clock signal has already started oscillation.

At this time, the controller 3A4 detects a conversion timing by the detection of low level start bit S in Fig. 3(c) and (d). The controller 3A4 transmits 3 bits data D1,D2,D3 following the low level start bit S in Fig. 3(d). Through these steps, it becomes possible to stably transmit the data even when the clock is started or stopped at any given time.

The function of the embodiment as constructed in such manner mentioned above will be explained in the followings.

Since the optical transmission system 3 transmits and receives the signals between the main part 1 and the control-signal processing part 2, thereby to avoid noises within the transmission. It is possible to stably transmit even when the clock signal is started or stopped in serial/serial conversion or parallel/serial conversion at any given time. In measuring the MR signals, it is therefore possible to start or stop the data transmission in accordance with the operating status such as the operation of driving the base of main part 1. The efficiencies of data transmission is enhanced and the noise caused by the control clock is lowered to a negligible extent.

Therefore, the low and delicate MR signals detected by the probe head is not affected by noises, and is transmitted to the control-signal processing part 2, and the final information with high accuracy can be obtained by the MR signal with high accuracy. By realization of the noise reduction, the electromagnetic shields for transmission by means of the coaxial cable can be omitted, thereby to reduce the cost of the apparatus.

Because of the connection between the main part 1 and the control-signal processing part (computer system) 2 using the optical transmission system 3, it is possible to perform a complete electrical insulation between the main part 1 and the control-signal processing part 2

(computer system). The main part 1 and the control-signal processing part 2 (computer system) can be grounded completely, and the stable operation of the apparatus is expected.

It is possible to transmit over the long distance, the limit of distance between the main part 1 and the control-signal processing part 2 (computer system) can be relaxed, and the installation condition of apparatus can be expanded.

When the intensity of the magnetic field is 5000 gauss, the frequency of detected MR signal is about 26.6MHz, and LED can be used as a light emitting element and Si PIN PD can be used as a photoreceiver, and therefore it is economical.

The invention is not limited within the embodiment described above, it is possible to modify and carry out within an range of the outline of the invention.

Effectiveness of the invention

In accordance with the present invention, a magnetic resonance imaging apparatus is provided which comprises a magnetic resonance imaging apparatus main part which functions to place an object within a uniform static magnetic field while superimposing an inclined magnetic field, to apply an exciting rotational magnetic field to the object thereby to cause the magnetic resonance phenomenon at a predetermined sectional plane of the object, and to detect the induced magnetic resonance (MR) signal and a control-signal processing part which supplies a control signal to the main part, obtaining projection information on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the MR signal, and applying the re-composition process on the obtained projection information so as to obtain image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object, and which apparatus is characterized in that

the signal transfer between the main part and the control-signal processing part is performed by means of an optical transmission system. Thus an MRI apparatus is provided which is improved in its measurement accuracy.

Brief Explanation of the Drawings

Fig. 1 is a block diagram showing an embodiment of MRI system according to this invention.

Fig. 2 is a detailed circuit diagram showing an oscillatory circuit in the embodiment of Fig. 2.

Fig. 3 is a timing chart showing an example of the data transmission in the same embodiment.

- 1.....main system
- 2.....control-signal processing apparatus (computer system)
- 3.....optical transmission system
- 3A.....interface
- 3B.....control-signal processing interface
- 3C1,3C2.....optical fiber cable
- 3A1.....O/E converter circuit
- 3A2.....parallel/serial converter circuit
- 3A3.....controller
- 3A4.....oscillator circuit

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.